

TAKEO

ANOMALOUS SHADOW DETECTION SYSTEM

Filed: February 16, 2001

Darryl Mexic

1 of 1

Q61207

202-293-7060

# 日本国特許庁

PATENT OFFICE  
JAPANESE GOVERNMENT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて  
る事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed  
with this Office.

出願年月日

Date of Application:

2000年 2月 16日

願番号

Application Number:

特願2000-038298

願人

Applicant (s):

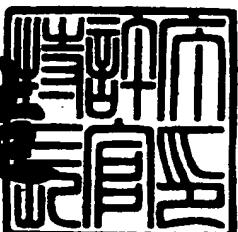
富士写真フィルム株式会社

CERTIFIED COPY OF  
PRIORITY DOCUMENT

2000年10月 6日

特許庁長官  
Commissioner,  
Patent Office

及川耕造



IC974 U.S. PRO  
09/784112



【書類名】 特許願

【整理番号】 P24922J

【あて先】 特許庁長官 近藤 隆彦 殿

【国際特許分類】 A61B 6/00

G06T 1/00

## 【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フィルム株式会社内

【氏名】 武尾 英哉

## 【特許出願人】

【識別番号】 000005201

【氏名又は名称】 富士写真フィルム株式会社

## 【代理人】

【識別番号】 100073184

【弁理士】

【氏名又は名称】 柳田 征史

## 【選任した代理人】

【識別番号】 100090468

【弁理士】

【氏名又は名称】 佐久間 剛

## 【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008969

【納付金額】 21,000円

## 【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9814441

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 異常陰影検出処理システム

【特許請求の範囲】

【請求項1】 画像を表す画像情報に基づいて該画像中の異常陰影候補を表す画像部分を検出する異常陰影候補検出手段と、少なくとも前記検出された異常陰影候補を特定する情報を出力する画像出力手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、

前記画像出力手段が、前記異常陰影候補検出手段による前記検出処理において異常陰影候補として検出するか否かの判定に係る、前記画像情報についての指標値を、少なくとも前記検出された異常陰影候補を特定する情報とともにに出力するものであることを特徴とする異常陰影候補検出処理システム。

【請求項2】 前記所定の指標値が、石灰化の密度、腫瘤影の集中度、アイリスフィルタの出力値、および異常陰影候補の悪性度・良性度のうち少なくとも1つであることを特徴とする請求項1記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項3】 前記画像出力手段が、前記異常陰影候補検出手段による前記検出処理において異常陰影候補として検出した前記画像情報についての、検出の確信度をさらに、少なくとも前記検出された異常陰影候補を特定する情報とともにに出力するものであることを特徴とする請求項1または2記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項4】 画像を表す画像情報に基づいて該画像中の異常陰影候補を表す画像部分を検出する異常陰影候補検出手段と、少なくとも前記検出された異常陰影候補を特定する情報を出力する画像出力手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、

前記画像出力手段が、前記異常陰影候補検出手段による前記検出処理において異常陰影候補として検出した前記画像情報についての、検出の確信度を、少なくとも前記検出された異常陰影候補を特定する情報とともにに出力するものであることを特徴とする異常陰影候補検出処理システム。

【請求項5】 前記画像出力手段が、画像表示手段またはプリント手段であることを特徴とする請求項1から4のうちいずれか1項に記載の異常陰影候補検

出処理システム。

【請求項 6】 前記異常陰影候補を特定する情報が、該異常陰影候補を表す画像および／または該異常陰影候補の位置、形もしくは大きさを表す数値であることを特徴とする請求項 1 から 5 のうちいずれか 1 項に記載の異常陰影候補検出処理システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は異常陰影候補検出処理システムに関し、特に詳細にはシステムを構成する画像出力手段により出力される情報の改良に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

医療分野においては、CT (Computed Tomography) 装置、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置、CR (Computed Radiography) 装置等各種の画像形成モダリティ（画像入力デバイス）により、診断用画像として取得された被写体の画像情報に基づいて、その画像情報が表す画像中の異常陰影の候補を計算機を用いて自動的に検出する異常陰影候補検出処理システム（計算機支援画像診断装置）が提案されている（特開平8-294479号、特開平8-287230号等）。

【0003】

この異常陰影候補検出処理システムは、マンモグラフィ（診断用乳房画像）に基づいて乳ガン等の存在を示唆する異常陰影（腫瘍陰影や微小石灰化陰影等）のを検出することを主目的とし、異常陰影の候補を自動的に検出処理する異常陰影候補検出手段として、画像中の濃度勾配（または輝度勾配）を濃度勾配ベクトルとして表し、この濃度勾配ベクトルの集中度合いの高い画像部分を異常陰影の候補として検出するアイリスフィルタを用いた異常陰影候補検出手段や、検出しようとする異常陰影の大きさに応じた多重構成要素を用いてこの多重構造要素よりも空間的に狭い範囲で濃度変動する画像部分を異常陰影候補として検出するモフォロジーフィルタを用いた異常陰影候補検出手段がある。

【0004】

ここで、アイリスフィルタを用いた異常陰影候補検出手段によれば、乳ガン等の一形態である腫瘍陰影（異常陰影の一形態）の候補を自動的に検出することができ、またモフォロジーフィルタを用いた異常陰影候補検出手段によれば、乳ガン等の他の一形態である微小石灰化陰影（異常陰影の一形態）の候補を自動的に検出することができる。

#### 【0005】

またこの異常陰影候補検出処理システムでは、異常陰影の検出対象となる画像情報（原画像；例えばマンモグラフィ）が入力されると、上述した異常陰影候補検出手段が異常陰影候補を検出処理し、関心領域設定手段がこの検出された異常陰影候補およびその近傍領域を含む局所領域を関心領域（region of interest；以下、R O Iという）として設定し、このR O I画像に対して局所画像処理手段が、検出された異常陰影候補の属性（腫瘍陰影または微小石灰化陰影かの別）に応じた強調処理等の特化された画像処理を施し、一方、原画像を表す全体画像に對しても読影性能向上のために全体画像処理手段が所定の画像処理を施し、レイアウト画像作成手段が、予め設定されたレイアウトに応じて、この画像処理が施された全体画像と上記特化された画像処理が施されたR O I画像とを1つのレイアウト画像として形成して、このレイアウト画像を表す画像情報（以下、レイアウト画像情報という）をC R T等の画像表示手段やL P（レーザプリンタ）等のプリント手段等に出力するものとしている。

#### 【0006】

具体的には被写体としてマンモグラフィを適用したときに、例えば図3に示すように、C R T 300の表示面の向かって右側に、右側乳房の全体画像Pと検出された異常陰影候補P 1およびその近傍領域P 2を含むR O I画像Wとを重ねて表示し、向かって左側に異常陰影が検出されなかった左側乳房の全体画像P'を表示するようにレイアウトされた1つのレイアウト画像情報Lが、C R T 300に出力される。

#### 【0007】

##### 【発明が解決しようとする課題】

上述したように異常陰影候補検出処理システムは、異常陰影が呈する主に形態

的な特徴等を最終的に数値的に表現し、これらを用いて統計的手法により異常陰影候補の検出処理レベルを決定し、このように決定された検出処理レベルに基づいて異常陰影候補を検出することにより、診断経験の豊富さ・長短、診断技術の熟練・未熟練に拘わらず、異常陰影の候補を画一的に検出することができる。

## 【0008】

ところで異常陰影候補検出処理システムが検出するのは、異常陰影の候補であり、検出された異常陰影候補が真の異常陰影か否かを最終的に判定するのは、C R T等の画像表示手段やプリント手段によって出力された異常陰影候補の画像を観察読影する医師等の画像読影者である。したがって、画像読影者に対しては、最終的な判定をするのに有用な様々な情報を提供するのが好ましい。

## 【0009】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであって、出力される異常陰影候補の画像の診断性能をより高めることを可能にした異常陰影候補検出処理システムを提供することを目的とするものである。

## 【0010】

## 【課題を解決するための手段】

本発明の異常陰影候補検出処理システムは、画像表示手段等の画像出力手段が、異常陰影候補検出処理において異常陰影候補として検出するか否かの判定に係る指標値や異常陰影候補として検出した前記画像情報についての検出の確信度（余裕度）を、検出された異常陰影候補を特定する情報（例えば異常陰影候補の画像など）とともに出力することにより、出力された情報の読影者に対して有用な情報を提供することができ、出力された画像の診断性能を向上させることができる。

## 【0011】

すなわち本発明の第1の異常陰影候補検出処理システムは、画像を表す画像情報に基づいて該画像中の異常陰影候補を表す画像部分を検出する異常陰影候補検出手段と、少なくとも前記検出された異常陰影候補を特定する情報を出力する画像出力手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、

前記画像出力手段が、前記異常陰影候補検出手段による前記検出処理において

異常陰影候補として検出するか否かの判定に係る、前記画像情報についての指標値を、少なくとも前記検出された異常陰影候補を特定する情報とともにに出力するものであることを特徴とするものである。

#### 【0012】

ここで画像出力手段としては、C R T、液晶ディスプレイ等の画像表示手段や、L P（レーザプリンタ）等のプリント手段を適用することができる。以下の発明においても同様である。

#### 【0013】

所定の指標値としては、異常陰影候補の検出処理が腫瘍陰影候補を検出処理するアイリスフィルタ処理である場合には、腫瘍影の集中度、アイリスフィルタの出力値、腫瘍陰影候補の悪性度・良性度、異常陰影候補の検出処理が微小石灰化陰影候補を検出処理するモフォロジー演算処理である場合には、石灰化の密度やその石灰化陰影候補の悪性度・良性度などを適用することができる。さらに、異常陰影候補の検出処理において異常陰影候補として検出した画像情報についての、検出の確信度（余裕度）をも所定の指標値として加えてもよい。

#### 【0014】

ここで検出の確信度（余裕度）とは、例えば異常陰影候補の検出処理を、画像情報に対して異常陰影候補の検出処理を施して得られた数値が、異常陰影候補検出のための閾値を上回るか否かによって行なうものとした場合に、得られた数値がどの程度の余裕（差）を以て閾値を上回ったか等閾値処理における信頼度を表す度合いを示す指標である。

#### 【0015】

異常陰影候補を特定する情報とは、この異常陰影候補を表す画像であってもよいし、異常陰影候補の位置や形、大きさなどを数値情報として表したものであってもよい。異常陰影候補を特定する情報として異常陰影候補を表す画像を採用した場合の当該画像とは、異常陰影候補自体の画像部分（拡縮処理や周波数処理、鮮鋭度強調処理等の画像処理を経たものを含む）であってもよいし、全体画像中で異常陰影候補を指示する矢印等のマーカーや、全体画像中で異常陰影候補を囲う矩形や円形のR O I枠などであってもよいし、全体画像中で異常陰影候補

の輪郭に沿った輪郭枠などであってもよい。

【0016】

以下、まずアイリスフィルター処理による腫瘍陰影候補の検出処理の概要について説明する。

【0017】

例えばX線フィルム上における放射線画像（高濃度高信号レベルの画像信号で表される画像）においては、一般に腫瘍陰影は周囲の画像部分に比べて濃度値がわずかに低いことが知られており、その濃度値の分布は概略円形の周縁部から中心部に向かうにしたがって濃度値が低くなるという濃度値の勾配を有している。したがって腫瘍陰影においては、局所的な濃度値の勾配が認められ、その勾配線は腫瘍の中心方向に集中する。

【0018】

アイリスフィルターは、この濃度値に代表される画像信号の勾配を勾配ベクトルとして算出し、その勾配ベクトルの集中度を出力するものであり、アイリスフィルター処理とはこの勾配ベクトルの集中度を基にして腫瘍陰影の候補を検出するものである。

【0019】

すなわち例えば図4（1）に示すようなマンモグラムPにおいて腫瘍陰影PJ内の任意の画素における勾配ベクトルは同図（2）に示すように腫瘍陰影の中心付近を向くが、血管陰影や乳腺等のように細長い陰影PKでは同図（3）に示すように勾配ベクトルが特定の点に集中することはないため、局所的に勾配ベクトルの向きの分布を評価し、特定の点に集中している領域を抽出すれば、それが腫瘍陰影と考えられる候補となる。なお、同図（4）に示すような乳腺等の細長い陰影同士が交差した陰影PLについては勾配ベクトルが特定の点に集中する傾向があり疑似的に異常陰影の候補として誤検出されうる。以上がアイリスフィルター処理の基本的な考え方である。以下に具体的なアルゴリズムのステップを示す。

【0020】

（ステップ1）勾配ベクトルの計算

対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素  $j$  ごとに、下記式 (1) に示す計算式に基づいた画像データの勾配ベクトルの向き  $\theta$  を求める。

【0021】

【数1】

$$\theta = \tan^{-1} \frac{(f_3 + f_4 + f_5 + f_6 + f_7) - (f_{11} + f_{12} + f_{13} + f_{14} + f_{15})}{(f_1 + f_2 + f_3 + f_{15} + f_{16}) - (f_7 + f_8 + f_9 + f_{10} + f_{11})} \quad (1)$$

ここで  $f_1 \sim f_{16}$  は、図5に示すように、その画素  $j$  を中心とした縦5画素×横5画素のマスクの外周上の画素に対応した画素値（画像データ）である。

【0022】

(ステップ2) 勾配ベクトルの集中度の算出

次に、対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素ごとに、その画素を注目画素とする勾配ベクトルの集中度  $C$  を次式 (2) にしたがって算出する。

【0023】

【数2】

$$C = (1/N) \sum_{j=1}^N \cos \theta_j \quad (2)$$

ここで  $N$  は注目画素を中心に半径  $R$  の円内に存在する画素の数、  $\theta_j$  は、注目画素とその円内の各画素  $j$  とを結ぶ直線と、その各画素  $j$  における上記式 (1) で算出された勾配ベクトルとがなす角である（図6参照）。したがって上記式 (2) で表される集中度  $C$  が大きな値となるのは、各画素  $j$  の勾配ベクトルの向きが注目画素に集中する場合である。

【0024】

ところで、腫瘍陰影近傍の各画素  $j$  の勾配ベクトルは、腫瘍陰影のコントラストの大小に拘らず、略その腫瘍陰影の中心部を向くため、上記集中度  $C$  が大きな値を探る注目画素は、腫瘍陰影の中心部の画素ということができる。一方、血管などの線状パターンの陰影は勾配ベクトルの向きが一定方向に偏るため集中度  $C$  の値は小さい。したがって、画像を構成する全ての画素についてそれぞれ注目画

素に対する上記集中度Cの値を算出し、その集中度Cの値が予め設定された閾値を上回るか否かを評価することによって、腫瘍陰影を検出することができる。すなわち、このフィルターは通常の差分フィルターに比べて、血管や乳腺等の影響を受けにくく、腫瘍陰影を効率よく検出できる特長を有している。

## 【0025】

さらに実際の処理においては、腫瘍の大きさや形状に左右されない検出力を達成するために、フィルターの大きさと形状とを適応的に変化させる工夫がなされる。図7に、そのフィルターを示す。このフィルターは、図6に示すものと異なり、注目画素を中心に $2\pi/M$ 度毎のM種類の方向（図7においては、11.25度ごとの32方向を例示）の放射状の線上の画素のみで上記集中度の評価を行うものである。

## 【0026】

ここでi番目の線上にあって、かつ注目画素からn番目の画素の座標（[x]，[y]）は、注目画素の座標を（k，1）とすれば、以下の式（3），（4）で与えられる。

## 【0027】

## 【数3】

$$x = k + n \cos \{2\pi(i-1)/M\} \quad (3)$$

$$y = 1 + n \sin \{2\pi(i-1)/M\} \quad (4)$$

ただし、[x]，[y]は、x，yを越えない最大の整数である。

## 【0028】

さらに、その放射状の線上の各線ごとに最大の集中度が得られる画素までの出力値をその方向についての集中度C<sub>imax</sub>とし、その集中度C<sub>imax</sub>をすべての方向で平均して、その注目画素についての勾配ベクトル群の集中度Cとする。

## 【0029】

具体的には、まずi番目の放射状の線上において注目画素からn番目の画素までで得られる集中度C<sub>i</sub>（n）を下記式（5）により求める。

## 【0030】

## 【数4】

$$C_i(n) = \sum_{i=1}^n \{(\cos \theta_{i1}) / n\}, R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (5)$$

すなわち式(5)は、注目画素を起点として、終点を  $R_{min}$  から  $R_{max}$  までの範囲内で集中度  $C_i(n)$  を算出するものである。ここで  $R_{min}$  と  $R_{max}$  とは、抽出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値と最大値である。

## 【0031】

次に、勾配ベクトル群の集中度  $C$  を下記式(6)および(7)により計算する。

## 【0032】

## 【数5】

$$C_{imax} = \max_{R_{min} \leq n \leq R_{max}} C_i(n) \quad (6)$$

$$C = (1/32) \sum_{i=1}^{32} C_{imax} \quad (7)$$

ここで式(6)の  $C_{imax}$  は、式(5)で得られた放射状の線ごとの集中度  $C_i(n)$  の最大値であるから、注目画素からその集中度  $C_i(n)$  が最大値となる画素までの領域が、その線の方向における腫瘍陰影の候補領域となる。

## 【0033】

すべての放射状の線について式(6)を計算してその各線上における腫瘍陰影の領域を求め、この各線上における腫瘍陰影の領域を隣接する線間で直線または非線形曲線で結ぶことにより、腫瘍陰影の候補となり得る領域の外周縁の形状を特定することができる。

## 【0034】

そして、式(7)では、この領域内の式(6)で与えられた集中度の最大値  $C_{imax}$  を放射状の線の全方向(式(7)では32方向の場合を例示)について平均した値を求める。この求められた値がアイリスフィルター処理の出力値  $I$  であり、この出力値  $I$  を、腫瘍陰影であるか否かを判別するのに適した予め設定した一定の閾値  $T_1$  と比較し、 $I \geq T_1$  (若しくは  $I > T_1$ ) であればこの注目画素を中

心とする領域が異常陰影候補（腫瘍陰影候補）であり、 $I < T_1$ （若しくは $I \leq T_1$ ）であれば腫瘍陰影候補ではない、と判定する。

## 【0035】

なお、式（7）の勾配ベクトル群の集中度 $C$ を評価する領域が勾配ベクトルの分布に応じて大きさと形状が適応的に変化する様子が、外界の明るさに応じて拡大、縮小する人間の目の虹彩（iris）が様子に似ていることから、勾配ベクトルの集中度を利用した腫瘍陰影の候補領域を検出する上述の手法はアイリスフィルター（iris filter）処理と称されている。

## 【0036】

また、前述の集中度 $C_i(n)$ の計算は式（5）の代わりに、下記式（5'）を用いてもよい。

## 【0037】

## 【数6】

$$C_i(n) = \frac{1}{n - R_{\min} + 1} \sum_{l=R_{\min}}^n \cos \theta_{il}, \quad R_{\min} \leq n \leq R_{\max} \quad (5')$$

すなわち式（5'）は、抽出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値 $R_{\min}$ に対応した画素を起点として、終点を $R_{\min}$ から $R_{\max}$ までの範囲内で集中度 $C_i(n)$ を算出するものである。

## 【0038】

上述のステップにより、アイリスフィルターは放射線画像から所望とする大きさの腫瘍陰影だけを効果的に検出することができる。

## 【0039】

ところで一般に、悪性腫瘍の陰影は、

- 1) 辺縁が不整である
  - 2) 概円形に近い形をしている
  - 3) 内部は凸凹した濃度分布を有する
- という形態的な特徴を有している。

## 【0040】

そこで、より確定的な診断のために、上述したアイリスフィルタ出力値 $I$ と閾

値  $T_1$  との比較処理によって得られた異常陰影候補についての画像信号に対して、これらの特徴を考慮した形状判定をさらに行うようにしてもよい。ここで用いる特徴量としては、広がり度 (Spreadness) 、細長さ (Elongation) 、辺縁の粗さ (Roughness) 、円形度 (Circularity) および内部の凸凹度 (Entropy) 等であり、この特徴量を、予め設定した他の所定の閾値  $T_2$  と比較することにより、腫瘍陰影の候補であるか否かの最終的な判定を行なえばよい。なお、この形態的な特徴に基づく検出処理等の追加的な検出処理は、アイリスフィルタ処理そのものではないが、アイリスフィルタ処理による異常陰影候補検出処理に付加的に適用して異常陰影候補を検出する処理であるため、以下、これらの追加的な検出処理もアイリスフィルタ処理に含めて、「アイリスフィルタ処理に基づく処理」と称するものとする。

#### 【0041】

本発明における指標値としての腫瘍影の集中度は上記式 (5) または (5') における  $C_i(n)$  、アイリスフィルタの出力値は上記閾値  $T_1$  との比較対象である I、腫瘍陰影候補の悪性度・良性度は広がり度 (Spreadness) 、細長さ (Elongation) 、辺縁の粗さ (Roughness) 、円形度 (Circularity) および内部の凸凹度 (Entropy) 等に基づいて算出される値である。なお検出の確信度 (余裕度) としては例えば、 $(I/T_1)$  または  $(I-T_1)$  などを適用することができる。以下の発明においても同様である。

#### 【0042】

一方、モフォロジー演算処理は、腫瘍陰影とともに乳癌における特徴的形態である微小石灰化像の候補を検出する手法であり、マルチスケール  $\lambda$  と構造要素 (マスク)  $B$  とを用い、[1] 石灰化像そのものの抽出に有効であること、[2] 複雑なバックグラウンド情報に影響されにくいこと、[3] 抽出した石灰化像がひずまないこと、などの特徴がある。すなわち、この手法は一般的の微分処理に比べて、石灰化像のサイズ・形状・濃度分布などの幾何学的情報をより良く保った検出が可能である。以下にその概要を述べる。

#### 【0043】

(モーフロジーの基本演算)

モーフオロジー演算処理は一般的にはN次元空間における集合論として展開されるが、直感的な理解のために2次元の濃淡画像を対象として説明する。

## 【0044】

濃淡画像を座標  $(x, y)$  の点が濃度値  $f(x, y)$  に相当する高さをもつ空間とみなす。ここで、濃度値  $f(x, y)$  は、濃度が低い (CRTに表示した場合には輝度が高い) ほど大きな画像信号となる高輝度高信号レベルの信号とする。

## 【0045】

まず、簡単のために、その断面に相当する1次元の関数  $f(x)$  を考える。モーフオロジー演算処理に用いる構造要素  $g$  は次式 (8) に示すように、原点について対称な対称関数

## 【数7】

$$g^s(x) = g(-x) \quad (8)$$

であり、定義域内で値が0で、その定義域が下記式 (9) であるとする。

## 【0046】

## 【数8】

$$G = \{-m, -m+1, \dots, -1, 0, 1, \dots, m-1, m\} \quad (9)$$

このとき、モーフオロジー演算の基本形は式 (10) ~ (13) に示すように、非常に簡単な演算となる。

## 【0047】

## 【数9】

$$\text{dilation: } [f \oplus G^s](i) = \max\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (10)$$

$$\text{erosion: } [f \ominus G^s](i) = \min\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (11)$$

$$\text{opening: } f_s = (f \ominus G^s) \oplus g \quad (12)$$

$$\text{closing: } f_c = (f \oplus G^s) \ominus g \quad (13)$$

すなわち、ダイレーション (dilation) 処理は、注目画素を中心とした、土  $m$  (構造要素  $B$  に応じて決定される値) の幅の中の最大値を検索する処理であり (

図8 (A) 参照)、一方、イロージョン (erosion) 処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ の幅の中の最小値を検索する処理である (図8 (B) 参照)。また、オープニング (opening) 処理は最小値探索の後に、最大値を探索することに相当し、クロージング (closing) 処理は最大値探索の後に、最小値を探索することに相当する。オープニング処理は低輝度側から濃度曲線  $f(x)$  を滑らかにし、マスクサイズ  $2m$  より空間的に狭い範囲で変動する凸状の濃度変動部分 (周囲部分よりも輝度が高い部分) を取り除くことに相当する (図8 (C) 参照)。一方、クロージング処理は、高輝度側から濃度曲線  $f(x)$  を滑らかにし、マスクサイズ  $2m$  より空間的に狭い範囲で変動する凹状の濃度変動部分 (周囲部分よりも輝度が低い部分) を取り除くことに相当する (図8 (D) 参照)。

#### 【0048】

ここで、濃度の高いもの程大きな値となる高濃度高信号レベルの信号の場合においては、濃度値  $f(x)$  の画像信号値が高輝度高信号レベルの場合に対して大小関係が逆転するため、高濃度高信号レベルの信号におけるダイレーション処理は、高輝度高信号レベルにおけるイロージョン処理 (図8 (B)) と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるイロージョン処理は、高輝度高信号レベルにおけるダイレーション処理 (図8 (A)) と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるオープニング処理は、高輝度高信号レベルにおけるクロージング処理 (図8 (D)) と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるクロージング処理は、高輝度高信号レベルにおけるオープニング処理 (図8 (C)) と一致する。なお、本項では高輝度高信号レベルの画像信号 (輝度値) の場合について説明する。

#### 【0049】

##### (石灰化陰影検出への応用)

石灰化陰影の検出には、原画像から平滑化した画像を引き去る差分法が考えられる。単純な平滑化法では石灰化陰影と細長い形状の非石灰化陰影 (乳腺や血管や乳腺支持組織等) の識別が困難であるため、小畠らは、多重構造要素を用いたオープニング演算に基づく下記式 (14) で表されるモーフオロジー演算処理を提案している (「多重構造要素を用いたモルフォロジーフィルタによる微小石灰化像の抽出」電子情報通信学会論文誌 D-II Vol.J75-D-II No.7 P1170 ~1176 19

92年7月、「モルフォロジーの基礎とそのマンモグラム処理への応用」MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY Vol.12 No.1 January 1994)。

【0050】

【数10】

$$\begin{aligned}
 P &= f - \max_{i \in \{1, \dots, M\}} \{(f \ominus B_i) \oplus B_i\} \\
 &= f - \max_{i \in \{1, \dots, M\}} \{f_{B_i}\}
 \end{aligned} \tag{14}$$

ここで  $B_i$  ( $i = 1, 2, 3, 4$ ) は図9に示す直線状の4つの構造要素  $B$  である。構造要素  $B$  を検出対象の石灰化陰影よりも大きく設定すれば、オープニング処理で、構造要素  $B$  よりも細かな凸状の信号変化部分（空間的に狭い範囲で変動する画像部分）である石灰化像は取り除かれる。一方、細長い形状の非石灰化陰影はその長さが構造要素  $B$  よりも長く、その傾き（延びる方向）が4つの構造要素  $B_i$  のうちいずれかに一致すればオープニング処理（式（14）の第2項の演算）をしてもそのまま残る。したがってオープニング処理によって得られた平滑化画像（石灰化陰影が取り除かれた画像）を原画像  $f$  から引き去ることで、小さな石灰化像の候補のみが含まれる画像が得られる。これが式（14）の考え方である。

【0051】

なお前述したように、高濃度高信号レベルの信号の場合においては、石灰化陰影は周囲の画像部分よりも濃度値が低くなり、石灰化陰影は周囲部分に対して凹状の信号変化部分となるため、オープニング処理に代えてクロージング処理を適用し、式（14）に代えて式（15）を適用する。

【0052】

【数11】

$$\begin{aligned}
 P &= f - \min_{i \in \{1, \dots, M\}} \{(f \oplus B_i) \ominus B_i\} \\
 &= f - \min_{i \in \{1, \dots, M\}} \{f_{B_i}\}
 \end{aligned} \tag{15}$$

しかし、これによっても石灰化陰影と同等の大きさをもつ非石灰化陰影が一部残る場合があり、そのような場合については、次式（16）のモーフオロジー演算

に基づく微分情報をを利用して式(14)のPに含まれる非石灰化像をさらに除去する。

【0053】

【数12】

$$M_{grad} = (1/2) \times \{f \oplus \lambda B - f \ominus \lambda B\} \quad (16)$$

ここで、 $M_{grad}$ の値が大きいほど石灰化陰影の可能性が大きいので、石灰化候補画像 $C_s$ は下記式(17)により求めることができる。

【0054】

【数13】

$$\begin{aligned} & \text{IF } P(i, j) \geq T1 \text{ and } M_{grad}(i, j) \geq T2 \\ & \text{Then } C_s(i, j) = P \text{ else } C_s(i, j) = 0 \end{aligned} \quad (17)$$

ここで、 $T1$ 、 $T2$ は実験的に決められる、予め設定された閾値である。

【0055】

ただし、石灰化陰影の大きさとは異なる非石灰化陰影については、式(14)のPと所定の閾値 $T1$ との比較のみで除去できるため、石灰化陰影と同等の大きさをもつ非石灰化陰影が残ることのないような場合は、式(17)の第1項の条件( $P(i, j) \geq T1$ )を満たすだけでよい。

【0056】

なお、これらのモーフオロジー演算処理に関する説明は上述したように、高輝度高信号レベルの画像データの場合についてであるが、高濃度高信号レベルの画像データ（高濃度の画素ほど大きなデジタル値を持つ画像データ）の場合については、オープニング演算とクロージング演算とが逆の関係になる。

【0057】

なおモーフオロジー演算処理においても、アイリスフィルタ処理における形態的な特徴に基づく検出処理等の追加的な検出処理と同様の追加的な検出処理（石灰化陰影候補の密度や微小石灰化陰影候補の悪性度・良性度等の検出処理）をさらに付加して適用してもよく、以下、このような追加的な検出処理もモーフオロジー演算処理に含めて、「モーフオロジー演算処理に基づく処理」と称するものとする

## 【0058】

本発明における指標値としての石灰化の密度や石灰化陰影候補の悪性度・良性度は、この追加的な検出処理におけるものを適用することができる。さらに、異常陰影候補の検出処理において異常陰影候補として検出した画像情報についての、検出の確信度（余裕度）としては例えば、式（17）における  $P(i, j)$  と  $T_1$  との比  $(P(i, j) / T_1)$  や差  $(P(i, j) - T_1)$  などを適用することができる。以下の発明においても同様である。

## 【0059】

本発明の第2の異常陰影候補検出処理システムは、画像を表す画像情報に基づいて該画像中の異常陰影候補を表す画像部分を検出する異常陰影候補検出手段と、少なくとも前記検出された異常陰影候補を表す画像部分を出力する画像出力手段とを備えた異常陰影候補検出処理システムにおいて、

前記画像出力手段が、前記異常陰影候補検出手段による前記検出処理において異常陰影候補として検出した前記画像情報についての、検出の確信度を、少なくとも前記検出された異常陰影候補を表す画像部分とともに出力するものであることを特徴とするものである。

## 【0060】

検出の確信度などの用語は、前述した本発明の第1の異常陰影候補検出処理システムにおける説明と同一の意味である。

## 【0061】

## 【発明の効果】

本発明の異常陰影候補検出処理システムによれば、画像出力手段が、異常陰影候補検出処理において異常陰影候補として検出するか否かの判定に係る指標値や異常陰影候補として検出した前記画像情報についての検出の確信度（余裕度）を、検出された異常陰影候補の画像等異常陰影候補を特定する情報とともに表示することにより、出力された画像特定情報の読影者に対して有用な情報を提供することができ、出力された画像の診断性能を向上させることができる。

## 【0062】

## 【発明の実施の形態】

以下、本発明の異常陰影候補検出処理システムの実施の形態について、図面を用いて説明する。

## 【0063】

図1は本発明の異常陰影候補検出処理システムの一実施形態を示すブロック図である。図示の異常陰影候補検出処理システム100には、患者のマンモグラフィPが入力されて、画像表示手段(CRT)に画像情報等を出力するものであり、入力されたマンモグラフィの全体画像情報Pに基づいてこの全体画像情報が表す全体画像P(画像に対して画像情報と同一符号を付す。以下、同じ)中の異常陰影候補P1を検出処理する異常陰影候補検出手段10と、この異常陰影候補検出手段10により検出された異常陰影候補P1および異常陰影候補P1の近傍領域P2からなる矩形の局所領域を関心領域画像Wとして設定する関心領域設定手段20と、この関心領域設定手段20により設定された異常陰影候補P1を含む関心領域画像Wを全体画像Pとともに表示するとともに、検出された異常陰影候補P1についての、異常陰影候補として検出するか否かの判定に係る指標値をこれらの画像P、Wとともに表示する画像出力手段30とを備えた構成である。

## 【0064】

ここで異常陰影候補検出手段10は、画像の濃度勾配の集中度の高い画像部分を異常陰影(腫瘍陰影)候補P1として検出するアイリスフィルタを利用した異常陰影候補検出処理のアルゴリズムと、多重構造要素よりも空間的に狭い範囲で濃度変動する画像部分を異常陰影(石灰化陰影)候補P1として検出するモフォロジフィルタを利用した異常陰影候補検出処理のアルゴリズムとを記憶しているものであり、それぞれのアルゴリズムにより異常陰影候補の形状・位置・範囲・数を検出する。なお、各アルゴリズムによって検出できる異常陰影の属性は異なる。また異常陰影候補検出手段10はこれらの各異常陰影候補の検出過程において、腫瘍陰影候補か否かを判定するための勾配ベクトルの集中度、アイリスフィルタの出力値I、腫瘍陰影候補の悪性度、石灰化陰影候補の密度および石灰化陰影候補の悪性度などの、異常陰影候補か否かの判定に係る各指標値、並びに各検出における判定のための指標値(勾配ベクトルの集中度、アイリスフィルタの出

力値I、腫瘍陰影候補の悪性度、石灰化陰影候補の密度、石灰化陰影候補の悪性度など)の、閾値に対する余裕度(確信度)をそれぞれ画像出力手段30に出力する。

【0065】

次に本実施形態の異常陰影候補検出処理システム100の作用について説明する。

【0066】

まず、外部の画像形成モダリティ(CTやCR等)からマンモグラフィの全体画像情報Pが、本実施形態の異常陰影候補検出処理システム100の異常陰影候補検出手段10に入力される。異常陰影候補検出手段10は入力された全体画像情報Pに対して上述した異常陰影候補検出処理アルゴリズム(アイリスフィルタを利用した異常陰影候補検出処理のアルゴリズムおよびモフォロジフィルタを利用した異常陰影候補検出処理のアルゴリズム)にしたがった異常陰影候補の検出処理を施し、マンモグラフィ中の各部分・領域についての各指標値(勾配ベクトルの集中度、アイリスフィルタの出力値I、腫瘍陰影候補の悪性度、石灰化陰影候補の密度、石灰化陰影候補の悪性度など)Kを算出し、この各指標値Kをそれぞれ対応する予め設定された閾値Tと比較し、閾値Tを上回った場合は、その領域を異常陰影候補P1として抽出するとともに、閾値Tに対する指標値Kの余裕度( $K/T$ 、 $100 \times (K-T)/K\%$ または $(K-T)$ など)を算出する。

【0067】

抽出された異常陰影候補P1は、関心領域設定手段20に入力される。関心領域設定手段20は、入力された異常陰影候補P1に基づいて、異常陰影候補P1およびこの近傍領域P2を含む所定の形状(例えば矩形や円形)の局所領域を関心領域画像Wとして設定する。なお検出された異常陰影候補の数が複数であるときは、この関心領域画像Wも複数設定される。関心領域設定手段20は、設定された関心領域画像Wを表す画像情報(関心領域画像情報)Wを画像出力手段30に入力する。

【0068】

関心領域画像情報Wが入力された画像出力手段30には、既にこの関心領域画

像情報Wが設定される基礎となった全体画像情報Pと検出された異常陰影候補P1についての指標値Kとが入力されており、画像出力手段30は入力された全体画像情報P、関心領域画像情報Wおよび指標値Kに基づいて、図2(1)および(2)に示すように、これらを同時に表示面上に表示する。

## 【0069】

なお図2においては、左右1組の乳房についてのマンモグラフィP, P'を背中合わせに同時に表示した態様を表しているが、このようなレイアウトに限らず、左右一方ずつを交互に表示するようにしてもよい。

## 【0070】

このように、本実施形態の異常陰影候補検出処理システム100によれば、画像出力手段30が、異常陰影候補検出処理において異常陰影候補P1として検出するか否かの判定に係る指標値Kや異常陰影候補P1として検出した画像についての検出の余裕度を、検出された異常陰影候補P1や全体画像Pとともに表示出力することにより、表示された画像の読影者に対して、診断のための、従来よりも有用な情報を提供することができ、出力された画像の診断性能を向上させることができることができる。

## 【0071】

なお上記実施形態の異常陰影候補検出処理システムは、本発明の第1および第2の異常陰影候補検出処理システムについての共通の実施形態であり、第1の異常陰影候補検出処理システムの実施形態としては、余裕度に関する情報の表示を省略した構成であってもよく、一方、第2の異常陰影候補検出処理システムの実施形態としては、余裕度に関する情報以外の指標値の表示を省略した構成であってもよい。また入力される全体画像はマンモグラフィに限るものではなく、胃部X線画像等種々の、異常陰影候補の検出対象となる画像を適用することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【図1】

本発明の異常陰影候補検出処理システムの一実施形態を示すブロック図

## 【図2】

図1に示した実施形態の異常陰影候補検出処理システムにより表示出力される情報を示す図

【図3】

従来の異常陰影候補検出処理システムにより表示出力される情報を示す図

【図4】

マンモグラムにおける濃度勾配の集中度を示す概念図

【図5】

アイリスフィルター処理における勾配ベクトルを算出するマスクを示す図

【図6】

注目画素についての勾配ベクトルの集中度の概念を示す図

【図7】

輪郭形状が適応的に変化するように設定されたアイリスフィルターを示す概念図

【図8】

モフォロジー演算処理の基本的な作用を説明するグラフ

【図9】

モフォロジー演算処理に用いられる構造要素の概念を表す図

【符号の説明】

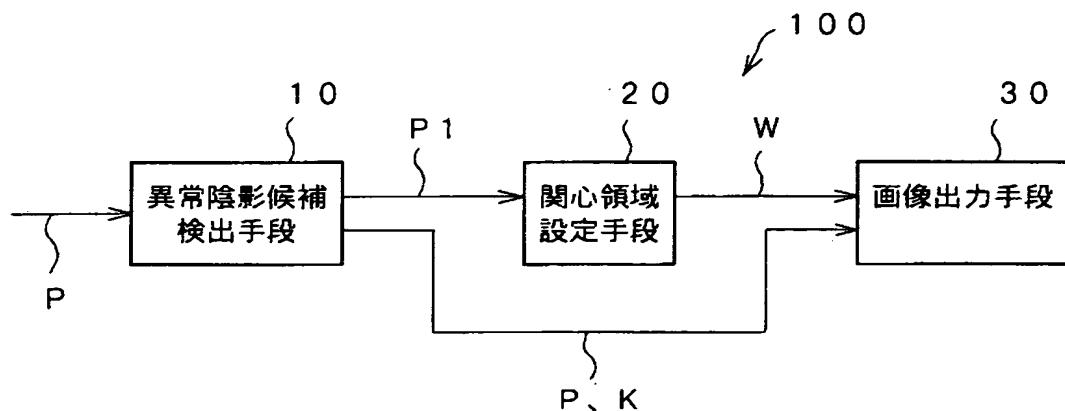
10 異常陰影候補検出手段

20 関心領域設定手段

30 画像出力手段

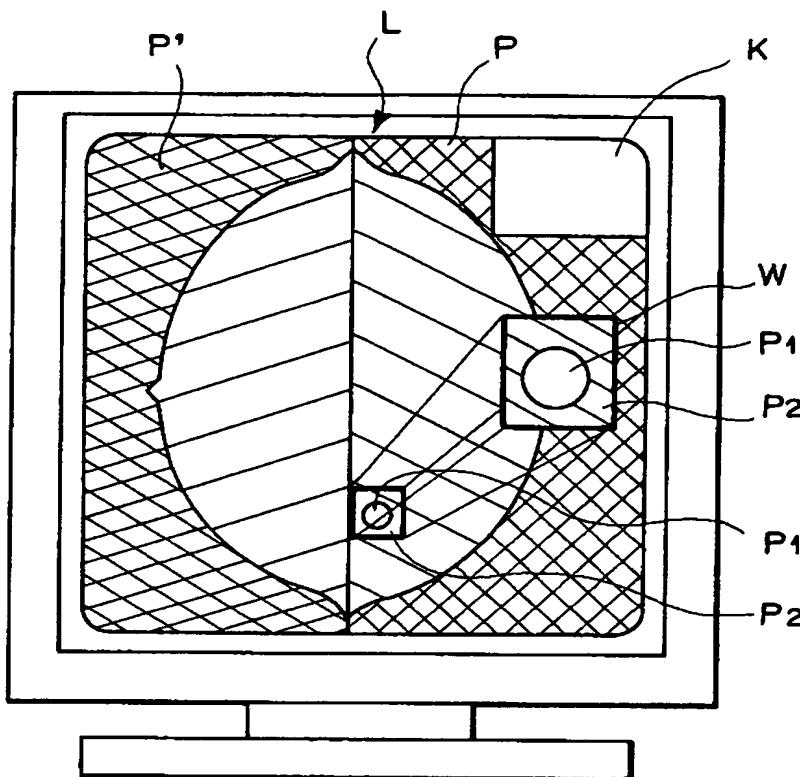
【書類名】 図面

【図1】

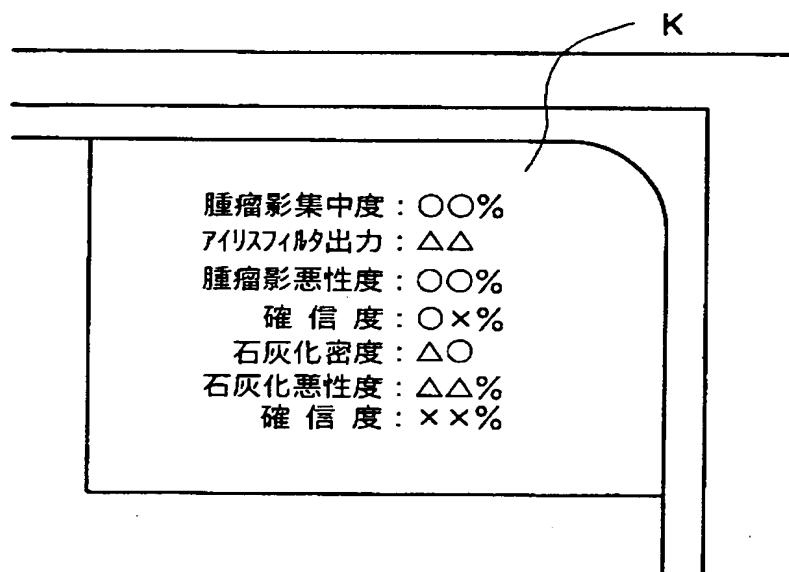


【図2】

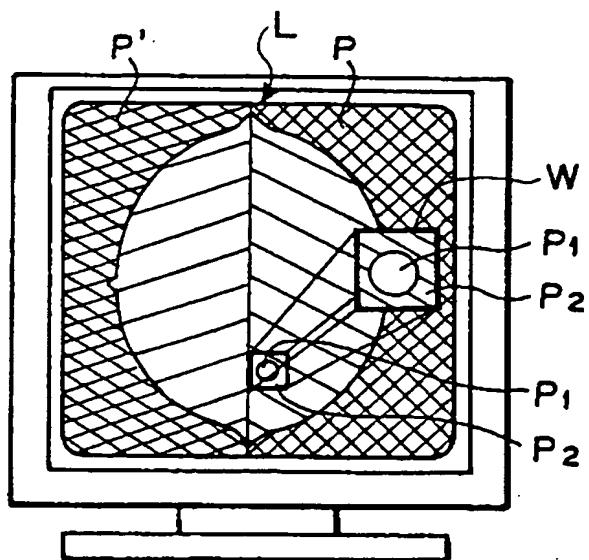
(1)



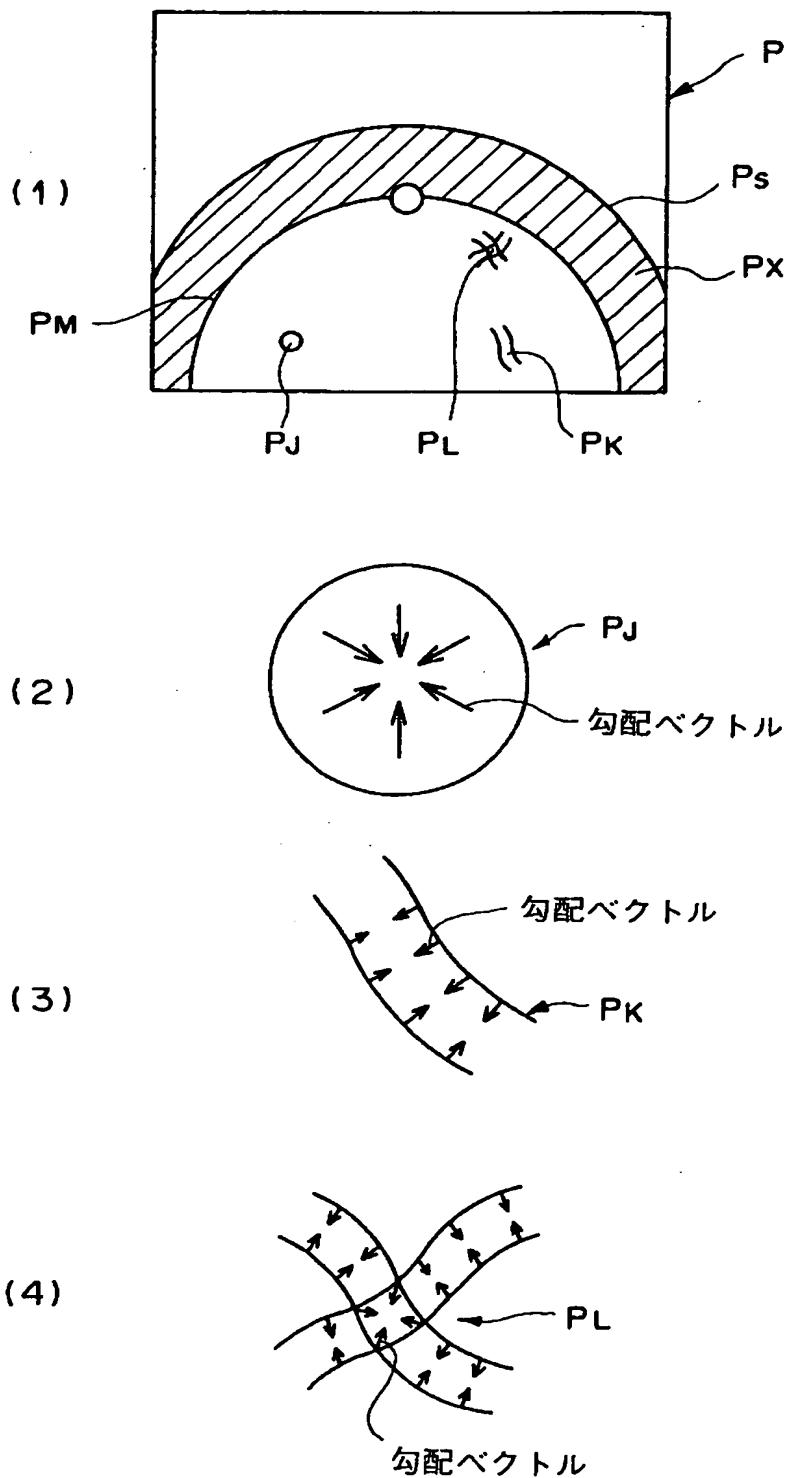
(2)

K部拡大図

【図3】



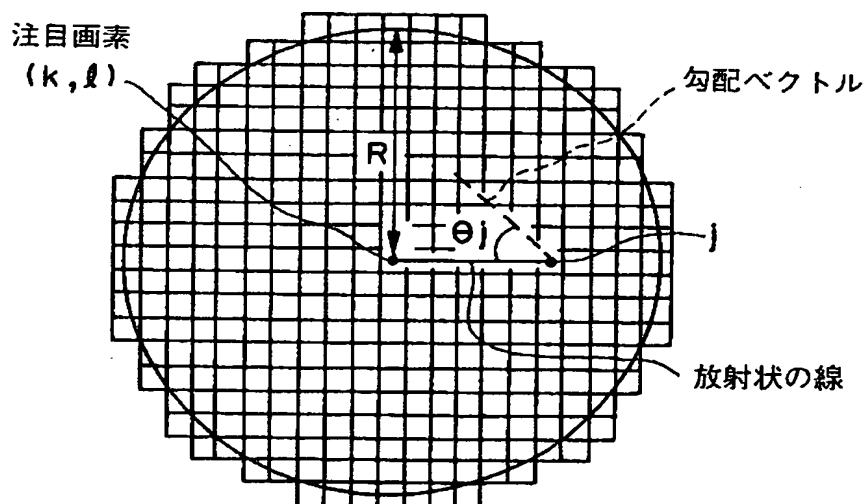
【図4】



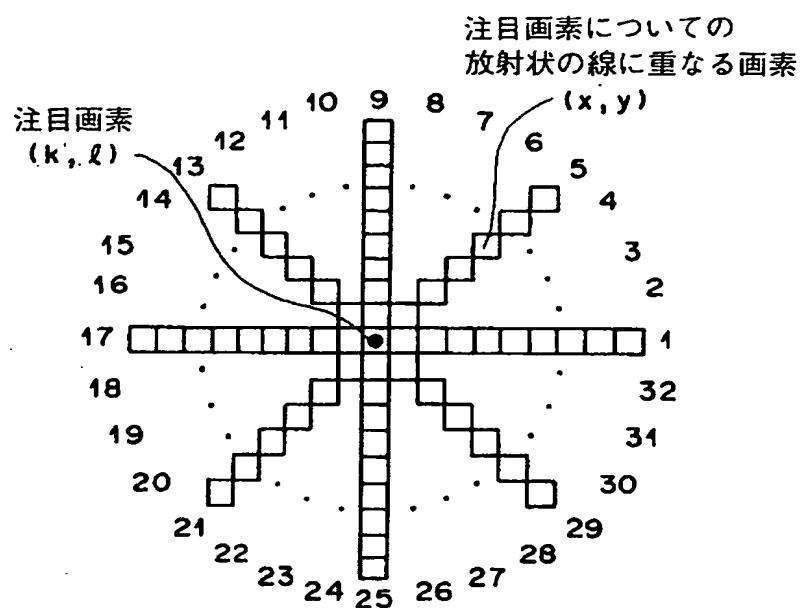
【図5】

$f_7$	$f_6$	$f_5$	$f_4$	$f_3$
$f_8$				$f_2$
$f_9$		画 素 J		$f_1$
$f_{10}$				$f_{16}$
$f_{11}$	$f_{12}$	$f_{13}$	$f_{14}$	$f_{15}$

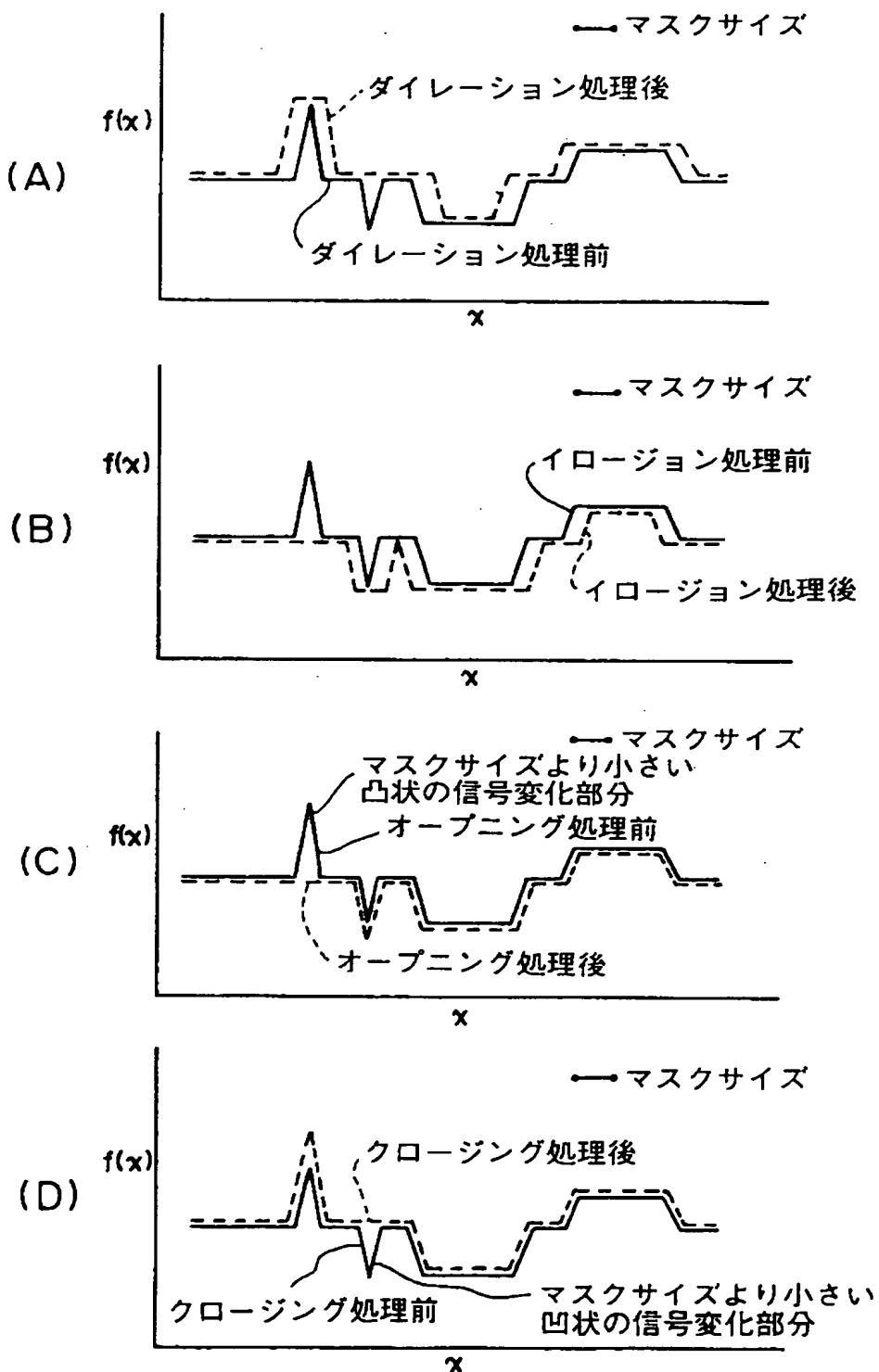
【図6】



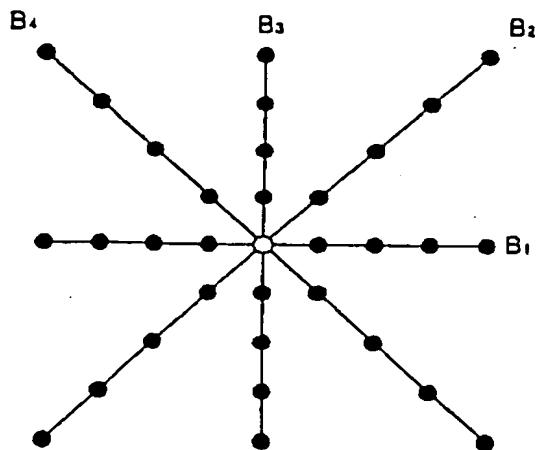
【図7】



【図8】



【図9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 異常陰影候補検出処理システムにおいて、画像出力手段により出力される異常陰影候補の画像等の診断性能をより高める。

【解決手段】 画像出力手段30が、異常陰影候補検出処理において異常陰影候補として検出するか否かの判定に係る指標値や異常陰影候補として検出した前記画像情報についての検出の確信度（余裕度）などを表す値Kを、検出された異常陰影候補の画像P1（関心領域画像W）とともに表示する。

【選択図】 図2

## 認定・付加情報

特許出願の番号	特願2000-038298
受付番号	50000173579
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成12年 2月17日

## &lt;認定情報・付加情報&gt;

【提出日】	平成12年 2月16日
【特許出願人】	
【識別番号】	000005201
【住所又は居所】	神奈川県南足柄市中沼210番地
【氏名又は名称】	富士写真フィルム株式会社
【代理人】	申請人
【識別番号】	100073184
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-20 B E N E X S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	柳田 征史
【選任した代理人】	
【識別番号】	100090468
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-20 B E N E X S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	佐久間 剛

次頁無

出願人履歴情報

識別番号 [000005201]

1. 変更年月日 1990年 8月14日

[変更理由] 新規登録

住 所 神奈川県南足柄市中沼210番地  
氏 名 富士写真フィルム株式会社